



(19) RU (11) 2 170 6 (13) C2
(51) МПК⁷ В 22 F 3/23

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 99115794/02, 16.07.1999

(24) Дата начала действия патента: 16.07.1999

(46) Дата публикации: 20.07.2001

(56) Ссылки: SU 662270, 15.05.1979. EP 0749791
A1, 27.12.1979. DE 3935955 C, 24.01.1991. US
5269830 A, 14.12.1993. US 4765952 A,
23.08.1988. DE 3809550 A, 19.10.1989.

(98) Адрес для переписки:
634034, г.Томск, ул. 19 Гвардейской дивизии,
17, НИИ ММ

(71) Заявитель:

Гюнтер Виктор Эдуардович,
Дамбаев Георгий Цыренович,
Ясенчук Юрий Феодосович,
Загребин Леонид Валентинович,
Ходоренко Валентина Николаевна

(72) Изобретатель: Гюнтер В.Э.,
Дамбаев Г.Ц., Ясенчук Ю.Ф., Загребин
Л.В., Ходоренко В.Н.

(73) Патентообладатель:

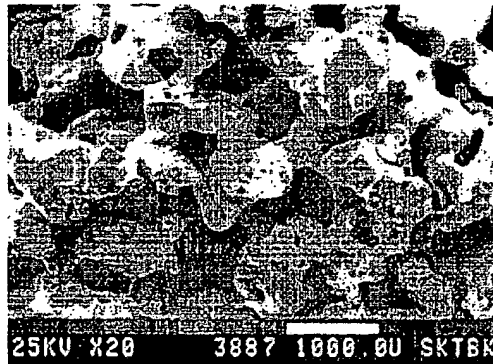
Гюнтер Виктор Эдуардович,
Дамбаев Георгий Цыренович,
Ясенчук Юрий Феодосович,
Загребин Леонид Валентинович,
Ходоренко Валентина Николаевна

(54) ШИХТА ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ НОСИТЕЛЯ КЛЕТОЧНЫХ СТРУКТУР

(57)

Изобретение относится к порошковой металлургии и медицинской технике и может быть использовано для изготовления пористого композиционного материала носителя клеточных структур. Шихта для изготовления материала методом самораспространяющегося высокотемпературного синтеза содержит порошки никеля, титана и никелида титана при следующем соотношении компонентов, вес. %: никелид титана 5-30; никель 47-53; титан остальное. Изобретение позволяет повысить управляемость распределения по размерам пор в процессе технологии самораспространяющегося высокотемпературного синтеза при производстве пористого материала носителя

клеточных структур. 2 ил.



Фиг.1

BEST AVAILABLE COPY



(19) RU (11) 2 170 6 (13) C2
(51) Int. Cl.⁷ B 22 F 3/23

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 99115794/02, 16.07.1999

(24) Effective date for property rights: 16.07.1999

(46) Date of publication: 20.07.2001

(98) Mail address:
634034, g.Tomsk, ul. 19 Gvardejskoj divizii,
17, NII MM

(71) Applicant:
Gjunter Viktor Ehduardovich,
Dambaev Georgij Tsyrenovich,
Jasenchuk Jurij Feodosovich,
Zagrebin Leonid Valentinovich,
Khodorenko Valentina Nikolaevna

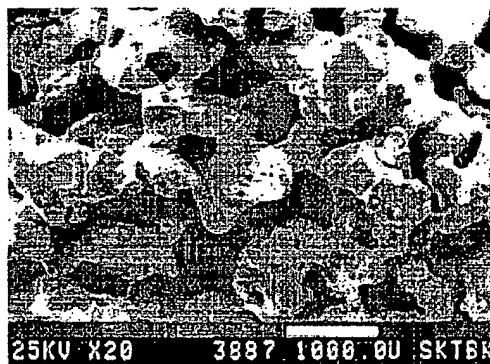
(72) Inventor: Gjunter V.Eh.,
Dambaev G.Ts., Jasenchuk Ju.F., Zagrebin
L.V., Khodorenko V.N.

(73) Proprietor:
Gjunter Viktor Ehduardovich,
Dambaev Georgij Tsyrenovich,
Jasenchuk Jurij Feodosovich,
Zagrebin Leonid Valentinovich,
Khodorenko Valentina Nikolaevna

(54) MIXTURE FOR PRODUCTION OF CELLULAR STRUCTURE CARRIER

(57) Abstract:

FIELD: powder metallurgy and medical equipment; applicable in production of porous composite materials-carriers of cellular structures. SUBSTANCE: mixture for production of material by method of self-propagating high-temperature synthesis contains powders of nickel, titanium and titanium nickelide with following amounts of components, wt.%: titanium nickelide 5-30; nickel 47-53; the balance, titanium. EFFECT: higher controllability of distribution of pores by sizes in process of technology of self-propagating high-temperature synthesis in production of porous materials in form of cellular structure carriers. 2 dwg, 1 ex



Фиг.1

технике и используется для изготовления пористого композиционного материала носителя клеточных структур.

Одним из новых стратегических методов радикального лечения заболеваний внутренних органов является частичное или полное замещение их функций посредством трансплантации аналогов этих органов, в качестве которых используют трансплантаты в виде суспензий соответствующих клеток, изготовленных по ныне известным технологиям. Заметный прогресс развития этого направления медицины обозначился в связи с решением основной задачи - приведение иммунной реакции организма к восприятию трансплантированных клеток, являющихся для него чужеродными. Одним из наиболее эффективных средств является изоляция трансплантированных клеток помещением их в пористые носители [1]. В основе метода лежит селекция имплантированных клеток и более крупных иммунных макрофагов по их размерам в пористой структуре носителя. Задача, таким образом, сводится к созданию носителей с необходимым характером распределения пор по размерам. Границей раздела являются десятки доли микрона.

В природе не существует ступенчатой формы изменения каких-либо процессов или зависимостей. Это касается и характера распределения пор по их размерам в пористых материалах. Принципиально сложно создать материал с пористостью, исключающей какой-либо, наперед заданный размер. Таким образом, вышеуказанная задача решается относительно, что и будет сформулировано ниже в виде технического результата предлагаемого изобретения.

Наиболее эффективным материалом для изготовления носителей клеточных структур по ряду характеристик биосовместимости является никелид титана. Пористая структура его создается в технологическом процессе самораспространяющегося высокотемпературного синтеза (СВС) в заготовке заданной формы из шихты. В основе этой технологии лежит использование тепла, которое выделяется при экзотермическом взаимодействии разнородных металлов. Выделяемая теплота реакции при тепловом возбуждении некоторого локального объема заготовки нагревает соседние слои, обеспечивая самораспространение зоны реакции.

В уровень техники предлагаемого изобретения включены функционально и технологически сходные аналоги.

Известна технология получения пористых сплавов на основе никелида титана методом СВС из шихты, содержащей порошки никеля и титана (в отдельных случаях с легирующими добавками) [2]. Порошки никеля и титана сушат, дозируют, смешивают и формируют прессованием в виде целесообразной для будущего изделия формы. Прессованные полуфабрикаты устанавливают в реактор, представляющий собой сосуд из нержавеющей стали с ввинченными крышками, токоподводами, электроспиралью для воспламенения смеси, штуцерами для подвода инертного газа и отверстиями для термопар. Реактор заполняют инертным газом, например аргоном, поддерживая

Для зажигания реакции реактор подогревают внешним теплом и воспламеняют от электроспирали, доводя температуру в объеме зажигания до 400-623 °С. После завершения послыонного процесса саморазогрева и спекания порошков ингредиентов реактор охлаждают, не прекращая подачу инертного газа, и извлекают синтезированные пористые заготовки.

Эта технология с указанным составом шихты широко применяется в современной медицине, в тех ее областях, где не предъявляется жестких требований к распределению пористости. Недостатком ее для изготовления материала носителя клеточных структур является высокое содержание пор с размерами, превышающими размеры макрофагов, вследствие недостаточной управляемости процессом порообразования.

Известен состав шихты для получения материала на основе никелида титана методом СВС, содержащий порошки никеля и титана [3]. Этот аналог принят за прототип предлагаемого изобретения. Для снижения содержания крупных пор материала в упомянутой технологии начальный нагрев реактора с шихтой осуществляют до больших, чем в [2], температур (0,5-0,9 температуры плавления конечного продукта). В результате реакция синтеза протекает в жидкой фазе, обеспечивая более мелкую пористость, вплоть до монолитной структуры. Недостатком прототипа является низкая управляемость распределением по размерам пор в синтезированном образце.

Технический результат предлагаемого изобретения - повышение управляемости распределением по размерам пор в процессе технологии самораспространяющегося высокотемпературного синтеза при производстве пористого материала носителя клеточных структур.

Указанный технический результат достигается тем, что шихта для изготовления носителя клеточных структур методом самораспространяющегося высокотемпературного синтеза, содержащая смесь порошков никеля и титана в соотношении 47-53 ат.% никель, остальное титан, дополнительно содержит порошок никелида титана в соотношении 5-30 вес.% от смеси порошков никеля и титана.

Анализ механизма и кинетика самораспространяющегося высокотемпературного синтеза показывает сложную многопараметрическую зависимость конечной структуры синтезированного интерметаллического соединения от начальных условий реакции: содержания исходных компонентов, их дисперсности, степени спрессованности, давления инертного газа и других. От них зависит скорость распространения волны горения, максимальная температура синтеза, интенсивность газовыделения и т.д., которые определяют структуру синтезированного материала и ее вариацию от высокопористой до монолитной.

Добавление в шихту порошка никелида титана, являющегося инертным для реакции, изменяет кинетику СВС и дает необходимое распределение пор по размерам. Найдено, что для создания структуры пористости,

искусственного органа от макрофагов, содержание добавки должно лежать в интервале 5-30 вес.% от смеси порошков никеля и титана. При содержании меньше нижнего указанного значения достигается управляемость реакцией; при содержании больше верхнего указанного значения - реакция не протекает.

Попутный технический результат предложения - улучшение механической обрабатываемости синтезированного материала.

На иллюстрациях представлено:

Фиг. 1. Микрофотография пористой структуры никелида титана из шихты - прототипа.

Фиг. 2. Микрофотография пористой структуры никелида титана из предлагаемой шихты.

Пример конкретной реализации, подтверждающей достижимость технического результата, представляется по результатам синтеза пористого никелида титана, выполненного в НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы при СФТИ, г. Томск.

Для производства материала использована шихта, содержащая смесь порошков титана марки ПТОМ и никеля марки ПНК-10Т2 в стехиометрическом соотношении по 50 ат. % каждого и порошок никелида титана в весовом содержании 15 вес.% от смеси никеля и титана.

После перемешивания в лабораторном смесителе в течение 8 часов полученную шихту засыпают в цилиндрическую замкнутую форму диаметром 30 мм и длиной 250 мм и помещают в реактор. Для исключения доступа воздуха через реактор пропускают аргон. Реактор нагревают до температуры 600°C и сформованную шихту поджигают от электроспирали с одного из ее торцов. Реакция самораспространяющегося высокотемпературного синтеза проходила в режиме послыного горения и длилась около

Технический результат предлагаемого решения явствует из анализа структуры пористого синтезированного материала (фиг. 2) и материала, полученного по аналогичной технологии из шихты прототипа (фиг. 1). Оценивалось содержание пор с размерами от 0 до 100 мкм в обоих образцах. Для прототипа оно составляет 5% (остальные поры более крупных размеров); для предлагаемого решения - 50%. Визуальная оценка свидетельствует также о резком спадании распределения пор по размерам в области микрон и десятых долей микрона. Синтезированный материал по предлагаемому техническому решению успешно реализован в клинической практике в Сибирском государственном медицинском университете при лечении паренхиматозных органов.

Источники, использованные при составлении описания:

1. "Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы", Изд. Томского университета, Томск, 1998 г., стр. 355.

2. Г. Ц.Дамбаев, В.Э.Гюнтер и др. "Пористые проницаемые сверхэластичные имплантаты в хирургии". Российский медико-инженерный центр, Сибирский государственный медицинский университет, ИПФ ТГУ, г. Томск, 1996 г., стр. 35.

3. Авт. Свидетельство N 662270, Кл. В 22 F 3/12 "Способ получения материалов на основе никелида титана". Оpubл. 15.05.79. , Бюллетень N 18 (прототип).

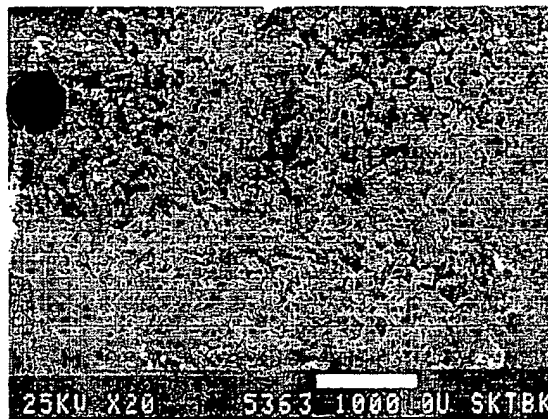
Формула изобретения:

Шихта для изготовления материала носителя клеточных структур методом самораспространяющегося высокотемпературного синтеза, содержащая порошки никеля и титана, отличающаяся тем, что она дополнительно содержит порошок никелида титана при следующем соотношении компонентов, вес.%:

Никелид титана - 5 - 30

Никель - 47 - 53

Титан - Остальное



Фиг.2

RU 2170645 C2

RU 2170645 C2

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.